

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 07-255691

(43)Date of publication of application : 09.10.1995

(51)Int.Cl.

A61B 5/055

(21)Application number : 06-042937

(71)Applicant : GENERAL ELECTRIC CO <GE>

(22)Date of filing : 15.03.1994

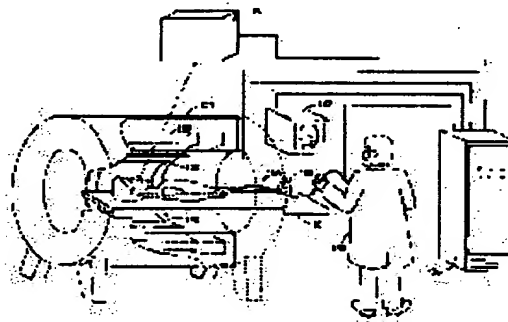
(72)Inventor : SOUZA STEVEN P
DUMOULIN CHARLES L
ROBERT DAVID DARROW

(54) MAGNETIC RESONANCE TRACKING APPARATUS AND TRACKING METHOD

(57)Abstract:

PURPOSE: To provide a tracking apparatus which monitors a position of a device such as a catheter in the human body to be inspected, using magnetic resonance signals.

CONSTITUTION: In the device 150 in the human body to be inspected, a receiving coil 200 is set up which is sensitive to magnetic resonance signals, and the tracking apparatus detects these signals under the existence of a magnetic field gradient. By detecting the signals having a frequency proportional to a position of the coil along the applied gradient direction, the position of the device in the human body to be inspected is determined. In order to minimize the effect of an offsetting state of the resonance on measured positions, such as an unsatisfactory adjustment of the frequency of a transmitter, a chemical shift and so, the position of the device in orthogonalized three dimensions is determined through selecting an amplitude and a polarity of the magnetic field gradient, repeating measurements several times, and calculating a linear combination of data collected corresponding the different magnetic field gradient.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination] 14.03.2001

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]

(11)

THIS PAGE BLANK (USPTO)

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平7-255691

(43) 公開日 平成7年(1995)10月9日

(51) IntCl.⁸

A 6 1 B 5/055

識別記号

庁内整理番号

F I

技術表示箇所

7507-4C

A 6 1 B 5/ 05

3 9 0

審査請求 未請求 請求項の数17 O L (全 10 頁)

(21) 出願番号 特願平6-42937

(22) 出願日 平成6年(1994)3月15日

(71) 出願人 390041542

ゼネラル・エレクトリック・カンパニイ
GENERAL ELECTRIC CO
MPANY

アメリカ合衆国、ニューヨーク州、スケネ
クタディ、リバーロード、1番

(72) 発明者 スティーブン・ピーター・サウザ

アメリカ合衆国、マサチューセッツ州、ウ
ィリアムズタウン、リンドレイ・テラス、
136番

(74) 代理人 弁理士 生沼 徳二

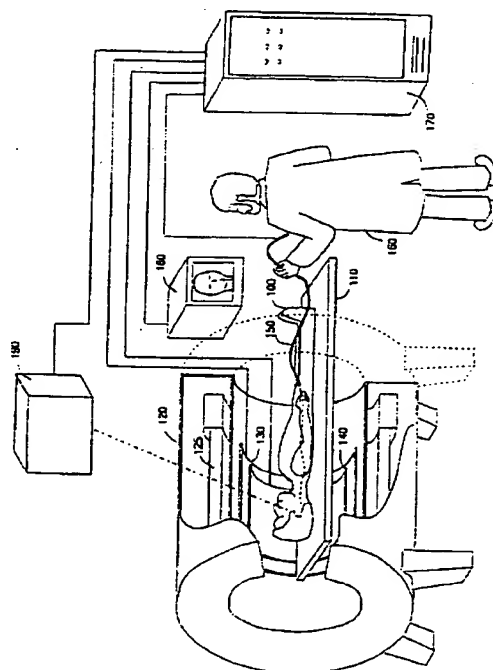
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 磁気共鳴追跡装置と方法

(57) 【要約】

【目的】 磁気共鳴信号を用いて、被検体内にあるカテーテルの様な装置の位置を監視する追跡装置を提供する。

【構成】 被検体内の装置150には磁気共鳴信号に敏感な受信コイル200を設け、追跡装置はこの信号を磁界勾配の存在下で検出する。この印加された勾配の方向に沿ったコイルの場所に比例する周波数を持つ信号を検出することにより、被検体内の装置の位置が決定される。送信器の周波数の調節不良、化学シフト等の様な共鳴のオフセット状態の影響を測定された位置が受け易いことを最小限に抑える為に、印加される磁界勾配の振幅及び極性を選んで、測定を複数回繰返し、相異なる印加磁界勾配にตอบสนองして収集されたデータの線形の組合せを計算して、直交する3つの次元に於ける装置の位置が決定される。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 被検体内にある被追跡装置の場所を監視する磁気共鳴追跡装置に於て、(a) 被検体にわたって略一様な振幅を持つ均質な磁界を印加するための磁界手段と、(b) 選ばれた持続時間、振幅及び周波数を持つ無線周波 (RF) エネルギーを被検体に送り込んで、前記被検体内にある核スピンの選ばれた集合の章動を生じさせる無線周波 (RF) 送信器手段と、(c) 選ばれた数の空間的な次元で前記磁界の振幅を変えて、選ばれた方向の磁界勾配を形成する勾配手段と、(d) 前記被追跡装置に取付けられていて、スピンの選ばれた集合からの磁気共鳴 (MR) 応答信号を検出する検出手段と、

(e) 該検出手段にตอบสนองして、検出された MR 応答信号から前記被追跡装置の場所を計算する計算手段と、

(f) 前記送信器手段、検出手段、計算手段及び勾配手段に結合されていて、ゼロ基準磁気共鳴追跡順序に前記送信器手段、検出手段、計算手段及び勾配手段を作動する制御器手段と、(g) 前記計算手段にตอบสนองして、前記被追跡装置の場所をオペレータに対して表示する表示手段とを有する磁気共鳴追跡装置。

【請求項 2】 前記被検体の医学的な診断像を収集する作像手段と、前記被追跡装置の計算された場所を表わす位置で前記医学的な診断像に記号を重畳する重畳手段とを有する請求項 1 記載の磁気共鳴追跡装置。

【請求項 3】 被検体内にある被追跡装置の場所を監視する磁気共鳴追跡装置に於て、(a) 被検体にわたって略一様な振幅を持つ均質な磁界を印加するための磁界手段と、(b) 前記被追跡装置に取付けられていて、選ばれた持続時間、振幅及び周波数を持つ無線周波 (RF) エネルギーを被検体に送り込んで、該被検体内にある核スピンの選ばれた集合の章動を行なわせる無線周波 (RF) 送信器手段と、(c) 選ばれた数の次元で、時間につれて前記磁界の振幅を変えるための勾配手段と、

(d) スピンの選ばれた集合からの磁気共鳴 (MR) 応答信号を検出する検出手段と、(e) 該検出手段にตอบสนองして、検出された MR 応答信号から前記被追跡装置の場所を計算する計算手段と、(f) 前記送信器手段、検出手段、計算手段及び勾配手段に結合されていて、アダマール磁気共鳴追跡手順に従って前記送信器手段、検出手段、計算手段及び勾配手段を作動する制御器手段と、

(g) 前記計算手段にตอบสนองして前記被追跡装置の場所をオペレータに表示するための表示手段とを有する磁気共鳴追跡装置。

【請求項 4】 前記検出手段が前記被追跡装置に固定されていて MR 応答信号を受取る RF コイルで構成される請求項 3 記載の磁気共鳴追跡装置。

【請求項 5】 前記作像手段が、磁気共鳴、X 線、計算機式断層写真法 (CT)、ポジトロン放出断層写真法及び超音波作像装置からなる群の内の 1 つである請求項 2 記載の磁気共鳴追跡装置。

【請求項 6】 磁気共鳴を用いて被検体内にある被追跡装置の場所を追跡する方法に於て、(a) 該被検体にわたって略一様な振幅を持つ均質な磁界を印加し、(b) ゼロ基準無線周波 (RF) パルスを、核スピンの選ばれた集合の章動を行なわせるように被検体に送り込み、

(c) 核スピンの章動を生じた集合からのゼロ基準磁気共鳴 (MR) 応答信号を検出し、(d) ゼロ基準 MR 応答信号から場所のオフセットを計算し、(e) 核スピンの選ばれた集合の章動を行なわせるように第 1 の RF パルスを被検体に送り込み、(f) 第 1 の選ばれた方向に向けて、第 1 の 2 ロープ形読出磁界勾配パルスを前記被検体に印加し、(g) 前記被追跡装置に取付けられたコイルを介して、スピンの選ばれた集合からの磁気共鳴

(MR) 応答信号を検出し、(h) 第 1 の MR 応答信号から前記第 1 の方向に於ける大体の場所を計算し、

(i) 前記第 1 の方向に於ける大体の場所から前記場所のオフセットを減算することによって、印加された磁界勾配の方向に沿った前記被追跡装置の場所を計算する段階を含む方法。

【請求項 7】 更に、(j) 前記被検体の医学的な診断像を収集し、(k) 前記被追跡装置の計算された場所を表わす位置で前記医学的な診断像に記号を重畳する段階を含む請求項 6 記載の方法。

【請求項 8】 前記第 1 の MR 応答信号を検出する段階が、前記第 1 の選ばれた方向に磁界の第 1 の 2 ロープ形読出磁界勾配パルスを印加する段階と同時に進められる請求項 6 記載の方法。

【請求項 9】 前記第 1 の方向に於ける大体の場所を計算する段階が、MR 応答信号を時間依存性から周波数依存性にフーリエ変換し、周波数依存性を大体の場所に写像 (マッピング) する段階を含む請求項 6 記載の方法。

【請求項 10】 前記第 1 の方向に於ける大体の場所から前記場所のオフセットが減算されて、前記第 1 の選ばれた方向に於ける局在化が出来る様にする請求項 6 記載の方法。

【請求項 11】 更に、第 2 の非選択性 RF パルスを前記被検体に送り込み、前記第 1 の選ばれた方向に対して略直交する第 2 の選ばれた方向に向けて、前記被検体に第 2 の 2 ロープ形読出磁界勾配パルスを印加し、該第 2 の 2 ロープ形読出磁界勾配パルスを被検体に印加すると同時に、第 2 の MR 応答信号を検出し、該第 2 の MR 応答信号から前記第 2 の方向に於ける大体の場所を計算し、前記第 2 の方向に於ける大体の場所から前記場所のオフセットを減算して前記第 1 及び第 2 の選ばれた方向に於ける局在化が出来る様にする段階を含む請求項 6 記載の方法。

【請求項 12】 更に、第 3 の非選択性 RF パルスを被検体に送り込み、前記第 1 及び第 2 の選ばれた方向に対して略直交する第 3 の選ばれた方向に向けて、第 3 の 2 ロープ形読出磁界勾配パルスを被検体に印加し、該第 3

の2ローブ形読出磁界勾配パルスが被検体に印加されると同時に第3のMR応答信号を検出し、該第3のMR応答信号から前記第3の方向に於ける大体の場所を計算し、前記第3の方向に於ける大体の場所から前記場所のオフセットを減算して、前記第1、第2及び第3の選ばれた方向に於ける局在化が出来る様にする段階を含む請求項1記載の方法。

【請求項13】 磁気共鳴を用いて被検体内にある被追跡装置の場所を追跡する方法に於て、(a)被検体にわたって略一様な振幅を持つ均質な磁界を印加し、(b)第1の非選択性無線周波(RF)パルスを被検体に送り込み、(c)第1の方向に向けて第1の2ローブ形読出磁界勾配パルスを被検体に印加し、(d)前記段階

(c)と同時に第1の磁気共鳴(MR)応答信号を検出して、前記第1の方向に於ける局在化が出来る様にし、

(e)前記第1のMR応答信号から前記第1の方向に沿った第1の位置P1を計算し、(f)第2の非選択性RFパルスを被検体に送り込み、(g)前記第1の方向とは実質的に異なる第2の方向に向けて第2の2ローブ形読出磁界勾配パルスを被検体に印加し、(h)前記段階(g)と同時に第2のMR応答信号を検出して、前記第2の選ばれた方向に於ける局在化が出来る様にし、

(i)該第2のMR応答信号から前記第2の方向に沿った第2の位置P2を計算し、(j)第3の非選択性RFパルスを被検体に送り込み、(k)前記第1及び第2の方向とは実質的に異なる第3の方向に向けて、第3の2ローブ形読出磁界勾配パルスを被検体に印加し、(l)前記段階(k)と同時に第3のMR応答信号を検出して、前記第3の選ばれた方向に於ける局在化が出来る様にし、(m)該第3のMR応答信号から前記第3の方向に沿った第3の位置P3を計算し、(n)第4の非選択性RFパルスを被検体に送り込み、(o)前記第1、第2及び第3の方向とは実質的に異なる第4の方向に向けて第4の2ローブ形読出磁界勾配パルスを被検体に印加し、(p)該第4の2ローブ形読出磁界勾配パルスを印加すると同時に第4のMR応答信号を検出して、前記第4の方向に於ける局在化が出来る様にし、(q)該第4のMR応答信号から前記第4の方向に沿った第4の位置P4を計算し、(r)前記第1、第2、第3及び第4の方向に沿った位置P1、P2、P3、P4の線形の組合せを計算して、前記被検体内の化学シフトの差に比較的影響されない前記被追跡装置の場所を求める段階を含む方法。

【請求項14】 磁気共鳴を用いて被検体内にある被追跡装置の場所を追跡する方法に於て、(a)被検体にわたって略一様な振幅を持つ均質な磁界を印加し、(b)非選択性無線周波(RF)パルスを被検体に送り込み、(c)同時に夫々X、Y及びZ軸に沿った向きの3つの2ローブ形読出磁界勾配パルスを被検体に印加して、所望の方向に向けた合成磁界勾配を作り、(d)該合成磁

界勾配を作る段階(c)と同時に磁気共鳴(MR)応答信号を検出して、前記第1の方向に於ける局在化が出来る様にし、(e)該MR応答信号を変換し、(f)アダマール符号化方法に従って、夫々実質的に相異なる第2、第3及び第4の方向に向けた2ローブ形読出勾配を用いて前記段階(b)乃至(e)を3回さらに繰返して、第1、第2、第3及び第4の変換MR応答信号を求め、(g)前記第1、第2、第3及び第4のMR応答信号から夫々前記第1、第2、第3及び第4の方向に沿った位置P1、P2、P3、P4を計算し、(h)アダマール復号方法に従って、前記第1、第2、第3及び第4の方向に沿った位置P1、P2、P3、P4の線形の組合せを計算して、前記被検体内の化学シフトの差に比較的影響されない前記被追跡装置の場所を求める段階を含む方法。

【請求項15】 X、Y及びZ 2ローブ形読出勾配が、最初は所定の選ばれた極性が与えられ、2回目の繰返しでは、X及びY 2ローブ形読出勾配の極性は最初の2ローブ形読出勾配に対して反転するが、Z 2ローブ形勾配の極性は反転せず、3回目の繰返しでは、X及びZ 2ローブ形読出勾配の極性は反転するが、Y 2ローブ形勾配の極性は反転せず、4回目の繰返しでは、Y及びZ 2ローブ形読出勾配の極性は反転するが、X 2ローブ形勾配の極性は反転しない請求項14記載の方法。

【請求項16】 X、Y及びZ位置を3つの次元に於ける前記被追跡装置の場所として、前記被追跡装置の場所が、夫々第1、第2、第3及び第4の方向に沿った位置P1、P2、P3、P4の線形の組合せから下記の式

$$X \text{ 位置} = -P1 + P2 + P3 - P4$$

$$Y \text{ 位置} = -P1 + P2 - P3 + P4$$

$$Z \text{ 位置} = -P1 - P2 + P3 + P4$$
に従って計算される請求項15記載の方法。

【請求項17】 前記方法を医学的な診断像を収集する段階と時間的に多重化する段階を含む請求項7記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【関連出願】この出願は、1992年4月1日に出願された米国特許出願通し番号第07/861,718号、発明の名称「磁気共鳴を用いて装置の位置を監視する追跡装置及びパルス順序」、同第07/861,662号、発明の名称「装置内に収容されたサンプルの磁気共鳴による検出を利用した装置の位置及び向きを監視する追跡装置」及び同第07/861,690号、発明の名称「多重化磁気共鳴検出を用いた装置の位置及び向きを監視する追跡装置」と関連を有する。

【0002】

【発明の分野】この発明は装置を身体の中に挿入する医学的な手順、更に具体的に云えば、磁気共鳴信号を用いてこの装置を追跡することに関する。

【0003】

【関連技術の説明】無線周波(RF)信号を使って、身体内の装置を追跡する幾つかの方法が、何れも1991年9月3日に出版された米国特許出願通し番号第07/753,565号、発明の名称「無線周波磁界勾配を用いて装置の位置及び向きを追う追跡装置」、同第07/753,563号、発明の名称「無線周波磁界を用いて装置の位置及び向きを追う追跡装置」、同第07/753,564号、発明の名称「無線周波磁界を用いた立体X線蛍光透視装置」、同第07/753,567号、発明の名称「作像装置に対する自動的なガントリーの位置決め」、及び同第07/753,566号、発明の名称「無線周波磁界を用いた多平面X線蛍光透視装置」に記載されている。これらの方法は、生体内にある装置に取付けられたコイルを追跡するRF送信及び受信装置を用いている。

【0004】上に引用した米国特許出願通し番号第07/861,718号、同第07/861,662号及び同第07/861,690号に記載されている様に、身体内にある装置の場所を決定する為に磁気共鳴信号が用いられている。位置情報が、直交する3つの次元の各々でデータを相次いで測定することにより、3つの直交する方向で求められる。各々の次元からのデータは、印加磁界勾配の各々の極性に対して1回ずつ、2回求められて、送信器の調節不良や透磁率効果の様な共鳴のオフセット状態から生ずるアーチファクトを補正する。従って、上に述べた方法は、3つの次元で装置の場所を突止めるのに、6回の測定を必要とする。

【0005】現在、実質的な余分の装置を必要とせず、実時間に近い速度で、磁気共鳴(MR)作像装置内にある被検体内の装置を追跡する追跡装置に対する必要が生じている。

【0006】

【発明の要約】生体の中に配置されるカテーテル及びその他の装置の追跡が、磁石、パルス式磁界勾配装置、無線周波送信器、無線周波受信器及び制御器で構成された磁気共鳴(MR)作像装置を使うことによって達成される。追跡しようとする装置(被追跡装置)は、その端の近くに小さな無線周波(RF)コイルを取付けることによって変更する。被検体を磁石の中孔(bore)の中に配置し、装置を被検体に導入する。MR装置が、被検体に送り込まれる一連のRF及び磁界勾配パルスを発生し、これらのパルスが、被検体内の選ばれた核スピンからの共鳴によるMR応答信号を誘起する。この応答信号が、装置に取付けられたRFコイルに電流を誘起する。RFコイルは小さいから、それが感度を持つ領域が限られている。従って、RFコイルの極く近くにある核スピンだけがRFコイルによって検出される。受信装置が検出されたMR応答信号を受信し、このMR応答信号を復調、増幅してフィルタにかけてデジタル化し、その後、そ

れが制御器によってデータとして貯蔵される。

【0007】データの収集は、互いに直交する3つの方向に磁界勾配を印加している間に行なわれる。これらの勾配により、検出された信号の周波数は、各々の印加勾配に沿ったRFコイルの位置に直接的に比例する。磁界勾配パルスの極性及び強度の相異なる組合せに応答して、この後でもデータの収集が行なわれる。収集されたデータの線形の組合せを計算して、互いに直交する3つの軸に沿った位置情報を抽出する。その後、デジタル化されたデータをフーリエ変換を使って処理して、3つの次元に於けるRFコイルの位置を計算する。この位置情報は、作像手段からの関心のある領域の医学的な診断像に重畳することが出来る。

【0008】

【発明の目的】この発明の目的は、磁気共鳴(MR)検査の間、生体内にある装置を追跡する方法を提供することである。この発明の別の目的は、装置の位置を医学的な像に重畳して対話形で表示することである。

【0009】この発明の別の目的は、MR信号の多重化検出を用いて、生体内にある装置を追跡する方法を提供することである。この発明の新規と考えられる特徴は特許請求の範囲に記載してあるが、この発明自体の構成、作用及びその他の目的並びに利点は、以下図面について説明する所から最もよく理解されよう。

【0010】

【発明の詳しい説明】図1では、支持テーブル110上にある被検体100が、磁石ハウジング120内にある磁石125によって発生される均質な磁界内に配置される。磁石125及び磁石ハウジング120は円筒形の対称性を持ち、被検体100の位置を示す為に半分に分割して示されている。図面ではカテーテルとして示した装置150をその中に挿入する被検体100の領域が、磁石125の中孔の大体中心に定められる。被検体100は、予定の時刻に予定の強度を持つ磁界勾配を作る1組の円筒形磁界勾配コイル130(半分に分割して示してある)によって取囲まれている。勾配コイル130は、互いに直交する3つの方向の磁界勾配を発生する。

【0011】外部コイル140も被検体100の関心のある領域を取囲んでいる。コイル140は、被検体全体を包み込む位の直径を持つ円筒形の外部コイルとして示されている(半分に分割してある)。特に頭又は末端を作像する様に設計された一層小さい円筒の様なその他の形状をこの代りに用いてもよい。この代りに、表面コイルの様な円筒形でない外部コイルを使ってもよい。外部コイル140が、予定の時刻に予定の周波数で無線周波エネルギーを被検体100に対して放射して、周知の形で、被検体100の原子核の核磁気スピンを章動させる。スピンの章動により、スピンのラーモア周波数で共鳴する。各々のスピンに対するラーモア周波数は、スピンが受ける磁界の強度に正比例する。この磁界強度は、

磁石 125 によって発生された静磁界と磁界勾配コイル 130 によって発生された局所的な磁界との和である。

【0012】装置 150 がオペレータ 160 によって被検体 100 の中に挿入されるが、案内ワイヤ、カテーテル、内視鏡、腹腔直達鏡、生体検査針又は同様な装置であってよい。この装置が、外部コイル 140 によって発生された無線周波磁界に共振して被検体内に発生される MR 信号を検出する RF コイルを持っている。RF コイルは小さいから、感度を持つ領域も小さい。従って、検出される信号は、コイルの直ぐ近くにある磁界の強度だけによって生ずるラーモア周波数を持つ。こう云う検出された信号が作像及び追跡装置 170 に送られ、そこで解析される。装置 150 の位置が作像及び追跡装置 170 で決定され、表示手段 180 に表示される。この発明の好ましい実施例では、装置 150 の位置が、作像及び追跡装置 170 内にある重畳手段によって駆動される普通の MR 像に図形記号を重畳することによって、表示手段 180 に表示される。この発明の別の実施例では、装置 150 を表わす図形記号が、作像手段 190 によって得られた診断像に重畳される。この作像手段は、X 線、計算機式断層写真法 (CT)、ポジトロン放出断層写真法又は超音波作像装置であってよい。この発明のこの他の実施例では、装置の位置を、診断像を基準とせずに、数字又は図形記号として表示する。

【0013】1 実施例の装置 150 が図 2 に詳しく示されている。小さい RF コイル 200 が、導体 210、220 を介して MR 装置に電気結合される。この発明の好ましい実施例では、導体 210、220 が同軸の対を形成する。導体 210、220 及び RF コイル 200 が、装置 150 の外側殻体 230 内に封入されている。装置 150 を取巻く組織から生ずる MR 信号がコイル 200 によって検出される。

【0014】図 3 は作像及び装置の追跡に適した MR 装置のブロック図である。この装置は、1 組の磁界勾配増幅器 910 に対する制御信号を発生する制御器 900 を有する。こう云う増幅器が、磁石外被 120 (図 1 に示してある) 内にある磁界勾配コイル 130 を駆動する。勾配コイル 130 は、互いに直交する 3 つの方向の磁界勾配を発生し得る。制御器 900 は、送信器手段 930 に送られる信号をも発生する。これらの信号は、「ゼロ基準」磁気共鳴追跡順序又は「アダマール (Hadamard)」磁気共鳴追跡順序に対応するものであってよい。制御器 900 からの信号により、送信器手段 930 が、外部コイル 140 内にある被検体の領域の選ばれたスピンを駆動させるのに適した電力で、選ばれた周波数の RF パルスを発生し、この外部コイルは磁石 125 の中孔の中にある。MR 信号が、受信器手段 940 に接続された RF コイル 200 (図 2 に示してある) に誘起される。受信器手段 940 が、それを増幅、復調して、フィルタにかけてデジタル化することにより、MR 信

号を処理する。制御器 900 は、受信器手段 940 からの信号を集め、それを計算手段 950 へ伝え、そこでそれが処理される。計算手段 950 が、制御器 900 から受取った信号にフーリエ変換を適用して、コイル 200 の場所を決める。被検体の像が作像手段 190 によって制御器 900 に供給される。これらの像は、超音波、X 線、ポジトロン放出断層写真法又は計算機断層写真法の作像装置によって発生することが出来る。計算手段 950 によって計算されたコイル 200 の場所に対応する位置で、像表示手段 180 の像上に記号が位置決めされる。

【0015】図 4 には、磁界勾配が印加された時、スピンのラーモア周波数がその位置に略比例することが示されている。勾配コイル 130 (図 1) の中心点 300 にあるスピンはラーモア周波数 f_0 を有する。点 300 に於けるラーモア周波数 f_0 は、磁石 125 (図 1) によって発生された静磁界だけによって決定される。位置 310 にあるスピンは、静磁界と、磁界勾配コイル 130 (図 1) によってその場所に発生された別の磁界の和によって決定されたラーモア周波数 f_1 を有する。勾配コイルの応答 320 が略直線的であるから、スピンのラーモア周波数が位置に略比例する。

【0016】図 2 に示す様に装置 150 内に封入された RF コイル 200 によって検出された MR 応答信号は、MR 装置の RF 及び磁界勾配パルスに共振して発生される。現在好ましいと思われる実施例のパルス・タイミングが図 5 に示されており、これを以下「ゼロ基準磁気共鳴追跡順序」と呼ぶ。この時間線図で、ゼロ基準広帯域 RF パルス 400 が印加される。次に、データ収集信号 440 が発生されて、ゼロ基準 MR 応答信号 450 をデジタル化し、図 1 の作像及び追跡装置 170 に記憶される様にする。ゼロ基準 MR 応答信号 450 が、磁界勾配の存在しない時に検出される。この為、ゼロ基準 MR 応答信号 450 の周波数によって定められる位置が、作像装置の検出された中心である。然し、送信器の周波数の調節不良、透磁率効果等の様な共鳴のオフセット状態が存在する時、検出された位置は、共鳴オフセットの大きさに比例する分だけ、作像装置の実際の中心とは異なる。共鳴オフセットによる測定された誤差を、第 1、第 2 及び第 3 のデータ収集信号 440 x、440 y、440 z に応答して計算された 3 つの直交位置の各々から減算する。

【0017】第 1 の広帯域 RF パルス 400 x が図 1 の外部コイル 140 内にある被検体の全てのスピンを励振する。第 1 の広帯域 RF パルス 400 x の後、第 1 の磁界勾配パルス 410 x が予定の方向に印加される。勾配パルス 410 x がスピンの磁化を、印加磁界勾配 (ここでは X 方向として示してある) に沿ったスピンの位置に比例する程度に位相外し (dephase) する。勾配パルス 410 x に続いて、反対の極性を持つ第 2 の磁界勾配パ

ルス420xが出て、2ローブ形磁界勾配パルスを形成する。磁界勾配の大きさと勾配パルスの持続時間の積

(即ち、陰影線を施した領域)は、第1及び第2の勾配パルスで略同一になる様に選ばれる。次に、第2の磁界勾配パルス420xの振幅を、第2の磁界勾配パルス420xのそれと略等しい持続時間の間維持し、実効的に、第2のパルス420xと略同一の面積を持つ第3のパルス430xを作る。事実上、第2及び第3の勾配パルス420x、430xは、1個のパルスを形成し、これを2つのパルスに分割したのは、判り易い様にする為である。第2の勾配パルスの終りに、被検体内にある全てのスピンの実質的に同相になる。第3の勾配パルス430xにより、MR信号の追加の位相外れが起こる。

【0018】第2の勾配パルス420x及び第3の勾配パルス430xの間、データ収集信号440xにより、第1のMR応答信号450xをRFコイル200(図2)が受取る。MR応答信号450xがデジタル化され、作像及び追跡装置170(図1)に記憶される。MR応答信号450xは、第2の勾配パルス420xの略終りで最大振幅に達し、印加磁界勾配の方向に沿った装置150(図1)の位置に略比例するラーモア周波数を持つ。MR応答信号450xの周波数を使って、印加磁界 G_x の方向と平行な第1の方向に於ける装置150(図1)の位置を決定する。

【0019】第2の広帯域RFパルス400yが、第1のMR応答信号450xを収集した直後に印加される。第1の方向に於ける図1の装置150の位置を決定したのと同様にして、第4、第5及び第6の勾配パルス410y、420y、430yが、第1の方向と略直交する第2の方向(この場合はY方向として示してある)に印加される。データ収集信号440yが第5及び第6の勾配パルス420y、430yの期間中に発生されて、第2のMR応答信号450yがデジタル化されて、図1の作像及び追跡装置170に記憶される様にする。MR応答信号450yの周波数を使って、第2の方向yに於ける装置150(図1)の位置を決定する。MR応答信号450yを検出した後、第3の広帯域RFパルス400zが印加され、第7、第8及び第9の勾配パルス410z、420z、430zが第1及び第2の方向と略直交する第3の方向(図ではZ方向として示してある)に印加される。データ収集信号440zが第8及び第9の勾配パルスの期間中に発生されて、第3のMR応答信号450zがデジタル化されて、図1の作像及び追跡装置170に記憶される様にする。MR応答信号450zの周波数を使って、第3の方向Zに於ける装置150(図1)の位置を決定する。

【0020】第3のMR応答信号450zの検出の後、ゼロ基準MR応答信号450によって得られた共鳴オフセットによる測定誤差を、各々のX、Y及びZ位置から作像及び追跡装置170で減算して、装置の実際の場所

を決定し、この場所を表示手段180で表示する。この後、図5に示すパルス順序全体が、装置の追跡をそれ以上必要としなくなるまで繰返される。この代りに、図5に示すパルス順序全体を、普通の作像用RFコイルからのMR応答信号を収集する作像パルス順序と周期的にインターリーブして、被検体の作像及び装置の追跡を略同時に行なうことが出来る。

【0021】この発明の別の実施例では、第3、第6及び第9の勾配パルス430x、430y、430zの持続時間を延長して、次の広帯域RFパルスを印加する前に、信号が完全に位相外れになる様に保証する。これによって、多数のRFパルスからのスピンの位相コヒーレンスによって生ずるアーチファクトを最小限に抑える。位相コヒーレンスを最小限に抑える2番目の方法は、各々のRFパルスに対し、MR装置のRF受信器及び送信器にランダムな位相を使うことである。

【0022】この発明の別の実施例では、第1、第4及び第7の勾配パルス410x、410y、410zの振幅並びに/又は持続時間を減少するが、残りの勾配パルスは変えない。これによって、データ収集期間より前に各々の信号が受ける位相外れの程度が減少し、こうして最大信号の瞬間が変化するが、その周波数は変化しない。第1、第4及び第7の勾配パルス410x、410y、410zの持続時間を減少すると、RFパルス間隔を減少することが出来て有利である。

【0023】図5に示すパルス順序は、図6に示す「アダマール磁気共鳴追跡順序」になる様に変更することが出来る。この発明のこの実施例では、広帯域RFパルス460を使う。3つの位相外れ磁界勾配パルス470x、470y、470zが略同時に印加されて、互いに直交する3つの軸に沿ってスピンの位相外れをする。読出磁界勾配パルス480x、480y、480zが、位相外れ勾配パルスの後に同時に印加される。データ収集信号441が、図5のパルス順序と同じ様に印加されて、応答信号451がMR装置によって収集される様にする。各組の位相外れ及び読出磁界勾配パルスが2ローブ形勾配パルスを形成することが認められよう。

【0024】応答信号451の検出の後、極性の異なる磁界勾配パルス470x、470y、470z、480x、480y、480z、490x、490y、490zを用いて、図6に示すパルス順序が繰返される。この発明の好ましい1実施例では、磁界勾配パルスの極性はアダマール符号化マトリクスに従って選ばれる。励振の回数が4回ある場合のアダマール符号化マトリクスの1例は次の通りである。

【0025】

【表1】

		勾配パルス		
		X	Y	Z
励振	1	-	-	-
	2	+	+	-
	3	+	-	+
	4	-	+	+

こゝで“+”は選ばれた方向に印加される磁界勾配パルスを表わし、“-”は同じ軸に沿って、反対の極性で略同一の勾配パルスが印加されることを表わす。

【0026】図6に示したこの発明のアダマール符号化形の実施例では、応答信号451の様な信号4個が図1の作像及び追跡装置170に記憶される。4個の応答信号P1、P2、P3、P4の各々からの位置が、図5及び図7（後述）に示すパルス順序について述べるのと同様にして、応答信号のフーリエ変換を計算することによって計算される。次に、4つの位置P1、P2、P3、P4の線形の組合せを計算して、X、Y及びZ磁界勾配軸に対する装置の位置に敏感な3つの処理済み応答信号を求める。NEX=4であるアダマール符号化形実施例では、下に示す線形の組合せが役立つ。

【0027】X位置=P1-P2-P3+P4

Y位置=P1-P2+P3-P4

Z位置=P1+P2-P3-P4

図5に概略的に述べた「ゼロ基準MR追跡順序」又は図6について概略を述べた「アダマールMR追跡順序」を用いて得られた図1の装置150の位置は、装置が異なる種類の組織を通過する時、又は送信器の周波数の調節不良の様な共鳴のオフセット状態がある時に起こり得る化学シフトの差に影響されない。

【0028】図7には、検出された信号から図1の装置150の位置を決定する為に図1の作像及び追跡装置170によって実行される段階が示されている。図5又は図6の何れかに示したパルス順序に回答して、信号500がMR装置によって検出される。信号500は、印加された磁界勾配の方向に於ける装置の位置に関する情報を持っている。信号をフーリエ変換（FT）にかけて、データの時間依存性を周波数依存性に変換することにより、この周波数情報が抽出される。周波数依存性を持つデータの組510は、印加された磁界勾配の方向に於ける図2のRFコイル200の位置に対応する1個の最大値を持っている。データの組に於ける最大値の場所を抽出し、それを表示手段180（図1）に送って、オペレータに表示する。

【0029】希望によっては、MR作像及び装置の追跡は、大部分のハードウェアを同じにした装置で実施することが出来る。像の収集と追跡とをインターリーブにして、両方が大体同時に行なわれる様にすることも可能である。この代りに、作像手順の勾配波形と、装置150（図2）内にあるRFコイル200によって検出されたMR応答信号を解析して、装置150の場所を決定する

ことにより、インターリーブをせずに、追跡及び作像を同時に行なうことが出来る。

【0030】この発明の好ましい実施例では、装置150内にあるRFコイル200が受信機能をする。然し、送信及び受信コイルの間には相反性があり、装置150にあるRFコイル200を使ってRFエネルギーを送信し、外部コイル140を使ってMR応答信号を受信する様な追跡装置も可能である。この発明の別の実施例ではRFコイル200を使って、図8に示す様に、交互にRFエネルギーの送信及び受信が出来る。制御器900が、使われるMR順序に従ってスイッチ903を作動し、コイル200を送信器930に接続して、被検体にRFエネルギーを送り込む。逆に、制御器900がスイッチ903を作動して、コイル200を受信器940に接続し、被検体からのRFエネルギーを受信する。

【0031】現在好ましいと考えられる幾つかの実施例のMR追跡装置を詳しく説明したが、当業者には種々の変更が考えられよう。従って、特許請求の範囲は、この発明の範囲内に属するこの様な全ての変更を包括するものであることを承知されたい。

【図面の簡単な説明】

【図1】被検体内にある装置の場所を追跡する動作中のこの発明の実施例の一部分を切欠いた斜視図。

【図2】被検体の身体に挿入しようとする装置に設けられたRFコイルの概略構成図。

【図3】この発明による図2の装置を追跡するのに適したMR作像装置のブロック図。

【図4】印加磁界勾配が存在する時のMR応答周波数を1つの軸に沿った位置に対して示すグラフ。

【図5】この発明の「ゼロ基準MR追跡順序」を表す波形図であって、RFパルス、磁界勾配パルス、データ収集及び検出された信号の間の関係を示す。

【図6】この発明の「アダマールMR追跡順序」を表す波形図であって、RFパルス、磁界勾配パルス、データ収集及び検出された信号の間の関係を示す。

【図7】印加された磁界勾配の方向に沿ったRFコイルの場所を決定する為に必要な段階を示す流れ図。

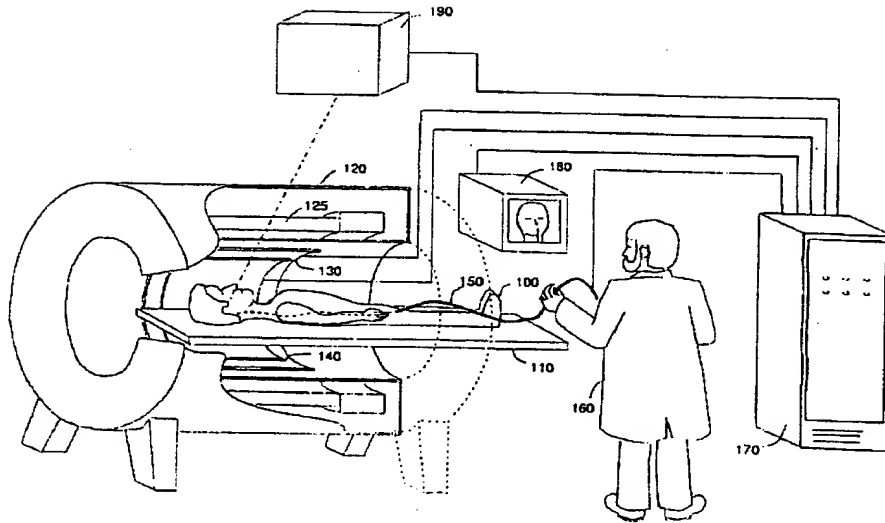
【図8】この発明による別の実施例MR追跡装置の部分的なブロック図。

【符号の説明】

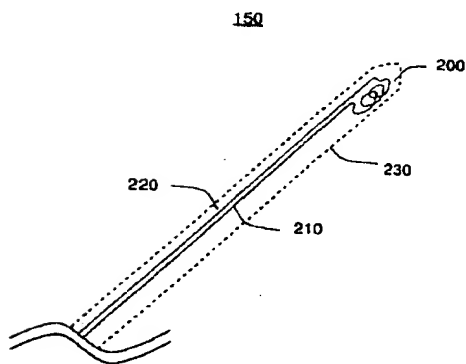
- 100 被検体
- 125 永久磁石
- 140 外部コイル
- 150 追跡される装置
- 180 表示手段
- 200 RFコイル
- 900 制御器
- 910 勾配増幅器
- 930 送信器
- 940 受信器

950 計算手段

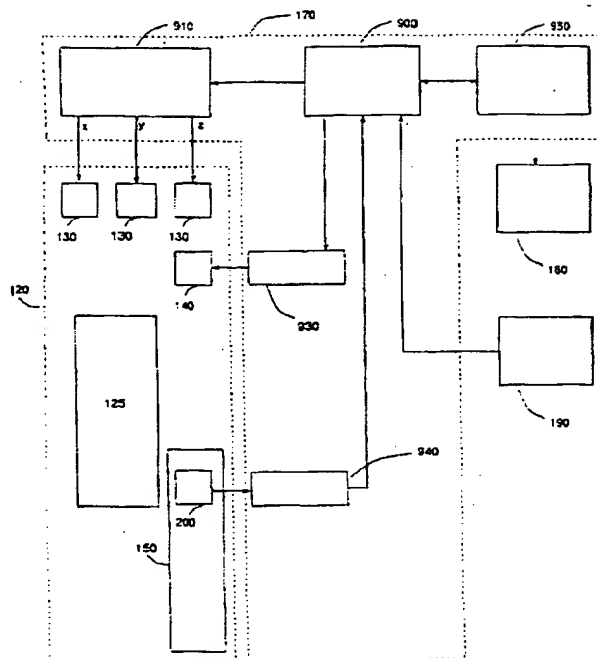
【図1】



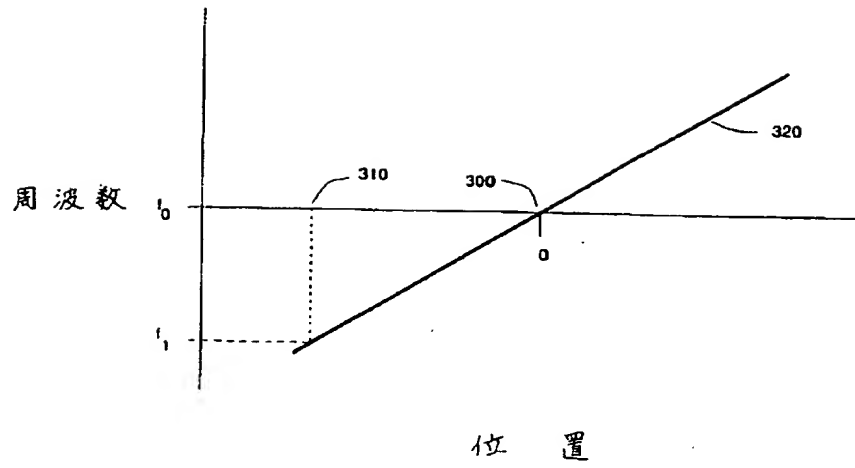
【図2】



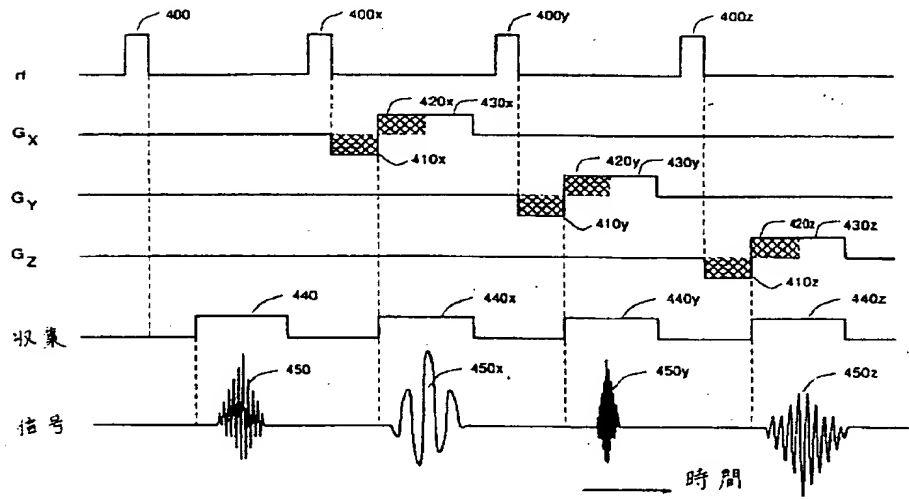
【図3】



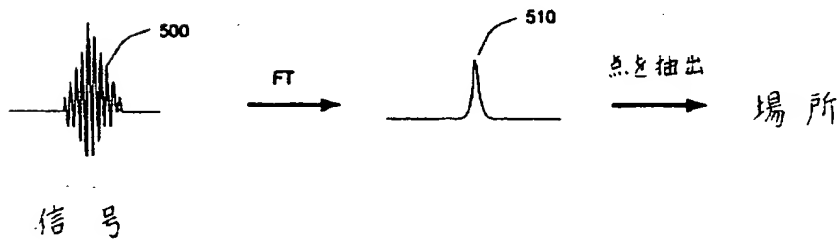
【図 4】



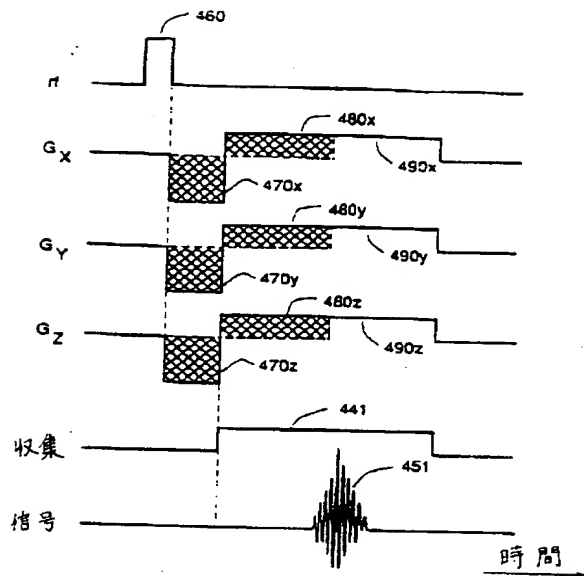
【図 5】



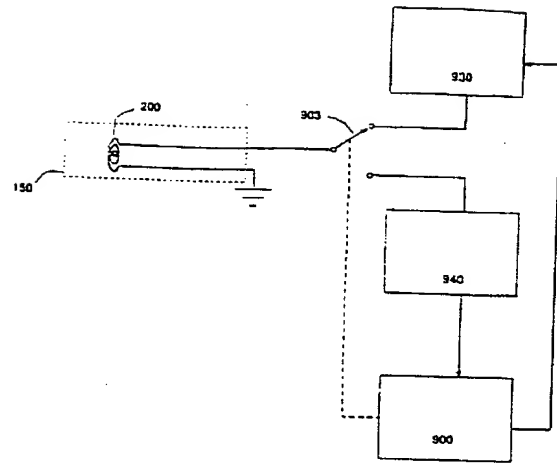
【図 7】



【図6】



【図8】



フロントページの続き

(72) 発明者 チャールズ・ルシアン・ダモーリン
アメリカ合衆国、ニューヨーク州、パルス
トン・レイク、テラス・コート、36番

(72) 発明者 ロバート・デイヴィッド・ダロー
アメリカ合衆国、ニューヨーク州、スコテ
ィア、スプリング・ロード、71番